

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-215182

(43)Date of publication of application : 27.08.1996

(51)Int.Cl.

A61B 6/00

A61B 6/00

(21)Application number : 07-022146

(71)Applicant : MORITA MFG CO LTD
HAMAMATSU PHOTONICS KK

(22)Date of filing : 09.02.1995

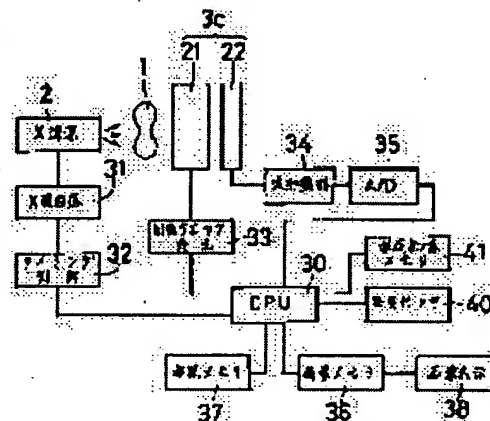
(72)Inventor : SUZUKI MASAKAZU
MORI KEISUKE
TACHIBANA AKIFUMI
MATOBA KAZUNARI
ASAI HITOSHI
MIYAGUCHI KAZUHISA
TAKEGUCHI AKITAKA

(54) MEDICAL X-RAY PHOTOGRAPHING DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To reduce image quality degrading constituents caused by a CCD sensor and the like by correcting signals with an addition or a subtraction made with respect to image signals using a first correction data stored in a first reference memory, or with a multiplication or a division made using a second correction data stored in a second reference memory.

CONSTITUTION: The horizontal shift register 22 of a CCD sensor 3c outputs image signals for a X-ray fault image in a manner of a time series, the image signals are arranged in wave form by a wave form arranging circuit 34, are converted into digital signals by an A/D converter, and are housed in an image memory 36 through a CPU 30. A plurality of areas capable of housing data at least by one line along the longitudinal direction of X-ray image pick-up elements, are prepared in a reference memory 37, and signal correction is thereby made by making an addition or a subtraction using a first correction data stored in a first reference memory, or by making a multiplication or a division using a second correction data stored in a second reference memory.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 16.03.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3377323

[Number of appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-215182

(43) 公開日 平成8年(1996)8月27日

(51) Int.Cl. ⁹	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/00		7638-2 J	A 6 1 B 6/00	3 0 3 F
	3 2 0	7638-2 J		3 2 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平7-22146

(22) 出願日 平成7年(1995)2月9日

(71) 出願人 000138185

株式会社モリタ製作所

京都府京都市伏見区東浜南町680番地

(71) 出願人 000236436

浜松ホトニクス株式会社

静岡県浜松市市野町1126番地の1

(72) 発明者 鈴木 正和

京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株式会社モリタ製作所内

(72) 発明者 森 恵介

京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株式会社モリタ製作所内

(74) 代理人 弁理士 西教 圭一郎 (外2名)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用X線撮影装置

(57) 【要約】

【目的】 T D I法を用いたX線断層撮影において、C Dセンサ等に起因する画質劣化成分を低減化して、高品質のX線画像を得る。

【構成】 断層撮影後、画像メモリ36に格納された画像データのうち特定行のデータ(図5(a))から暗電流補正データ(図5(b))を減算すると、暗電流ノイズが除去される(図5(c))。次に、強度分布がほぼ一様なX線をX線撮像素子3に入射させて得られたデータ(図5(d))に基づいて、感度補正係数(図5(e))を作成して、暗電流補正後の画像データ(図5(c))に乗算すると、感度ばらつき等に起因するノイズが除去される(図5(f))。

(a) 原データ	(b) 暗電流	(c) 暗電流補正後
1 50	1 0	1 50
2 64	2 0	2 64
3 85	3 4	3 81
4 100	4 3	4 97
5 142	5 2	5 140
6 190	6 0	6 190
7 226	7 2	7 224
...
152	0	152
114	1	113

(d) 一様照射	(e) 感度補正係数	(f) 暗電流補正および感度補正後
1 102	1 100/202	1 49
2 104	2 100/104	2 62
3 100	3 1	3 81
4 108	4 100/108	4 90
5 96	5 100/96	5 146
6 97	6 100/97	6 196
7 101	7 100/101	7 222
...
104	100/104	146
100	1	113

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体に向けてX線を発生するX線発生器と、

被写体を通過したX線像を検出するX線撮像素子と、
X線発生器およびX線撮像素子を対向させて被写体の周りに旋回させるための旋回アームと、
X線撮像素子からの画像信号を格納する画像メモリと、
画像メモリに格納された画像信号を表示する表示手段とを備え、

前記X線撮像素子は、2次元配列した複数の受光画素を有するCCDセンサを含み、旋回アームの旋回速度に応じて電荷転送クロックの周波数を変化させて、所定の断層面を撮像するように構成された医療用X線撮影装置において、
X線を入射させずにX線撮像素子を動作させ、該X線撮像素子から出力される信号のうち少なくとも1行分のデータを第1補正データとして記憶する第1参照メモリと、

強度分布がほぼ様なX線を入射させてX線撮像素子を動作させ、該X線撮像素子から出力される信号のうち少なくとも1行分のデータを第2補正データとして記憶する第2参照メモリとを備え、

画像信号に対して、第1参照メモリに記憶された第1補正データを用いて加算もしくは減算または第2参照メモリに記憶された第2補正データを用いて乗算もしくは除算して、信号補正を行うことを特徴とする医療用X線撮影装置。

【請求項2】 X線撮像素子から出力される画像信号に対して信号補正を行うことを特徴とする請求項1記載の医療用X線撮影装置。

【請求項3】 画像メモリに格納された画像信号に対して信号補正を行うことを特徴とする請求項1記載の医療用X線撮影装置。

【請求項4】 画像メモリが表示手段へ出力する画像信号に対して信号補正を行うことを特徴とする請求項1記載の医療用X線撮影装置。

【請求項5】 第1参照メモリは、X線撮像素子から出力される信号のうち全画面分の補正データを記憶することを特徴とする請求項1記載の医療用X線撮影装置。

【請求項6】 X線撮像素子の温度を検出する温度センサを備え、該温度センサの検出温度に応じて第1参照メモリの補正データを修正してから、信号補正を行うことを特徴とする請求項1記載の医療用X線撮影装置。

【請求項7】 CCDセンサの垂直シフトレジスタ内における信号電荷の滞在時間に応じて第1参照メモリの補正データを修正してから、信号補正を行うことを特徴とする請求項1記載の医療用X線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、人体の頭部、胴、四肢

などの被写体を所望の断層面に沿って断層撮影するための医療用X線撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 先行技術として、特開昭61-22841号公報および特公平4-48169号公報があり、CCDセンサ上に動きを伴って形成されるX線像に対し、その動きに合わせて電荷転送クロックの周波数を変化させることによって、画像信号の時間遅延積分(TDI: Time Delay Integration)を行うX線撮影装置が開示されている。

【0003】 また特開昭62-43990号公報には、X線撮影後、X線強度の空間分布に対応する電荷パターンを電位計で走査するX線撮影方法および装置が開示されており、そこではX線画像の補正によってアーチファクト(疑似画像)を低減させている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、前者の各先行技術において、CCDセンサに暗電流ノイズや感度ばらつき等が生ずると、撮影したX線像に疑似画像が発生し、画質や分解能の低下だけでなく、誤診断のおそれがある。また、CCDセンサには多数の受光画素が形成されているため、性能ばらつきが少ないCCDセンサを得ようとする製造歩留りが極端に低下し、必然的に高価なものとなる。

【0005】 また、後者の特開昭62-43990号公報は、セレンから成るX線変換用光導電体という特殊なX線撮像素子を使用して、TDI法とは全く異なる信号処理を行っているため、そこで行われる画像補正方法をそのままTDI法に応用することはかなり難しい。

【0006】 本発明の目的は、TDI法を用いたX線断層撮影において、CCDセンサ等に起因する画質劣化成分を低減化して、高品質のX線画像を得ることができる医療用X線撮影装置を提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】 本発明は、被写体に向けてX線を発生するX線発生器と、被写体を通過したX線像を検出するX線撮像素子と、X線発生器およびX線撮像素子を対向させて被写体の周りに旋回させるための旋回アームと、X線撮像素子からの画像信号を格納する画像メモリと、画像メモリに格納された画像信号を表示する表示手段とを備え、前記X線撮像素子は、2次元配列した複数の受光画素を有するCCDセンサを含み、旋回アームの旋回速度に応じて電荷転送クロックの周波数を変化させて、所定の断層面を撮像するように構成された医療用X線撮影装置において、X線を入射させずにX線撮像素子を動作させ、該X線撮像素子から出力される信号のうち少なくとも1行分のデータを第1補正データとして記憶する第1参照メモリと、強度分布がほぼ様なX線を入射させてX線撮像素子を動作させ、該X線撮像素子から出力される信号のうち少なくとも1行分のデー

タを第2補正データとして記憶する第2参照メモリとを備え、画像信号に対して、第1参照メモリに記憶された第1補正データを用いて加算もしくは減算または第2参照メモリに記憶された第2補正データを用いて乗算もしくは除算して、信号補正を行うことを特徴とする医療用X線撮影装置である。また本発明は、X線撮像素子から出力される画像信号に対して信号補正を行うことを特徴とする。また本発明は、画像メモリに格納された画像信号に対して信号補正を行うことを特徴とする。また本発明は、画像メモリが表示手段へ出力する画像信号に対して信号補正を行うことを特徴とする。また本発明は、第1参照メモリは、X線撮像素子から出力される信号のうち全画面分の補正データを記憶することを特徴とする。また本発明は、X線撮像素子の温度を検出する温度センサを備え、該温度センサの検出温度に応じて第1参照メモリの補正データを修正してから、信号補正を行うことを特徴とする。また本発明は、CCDセンサの垂直シフトレジスタ内における信号電荷の滞在時間に応じて第1参照メモリの補正データを修正してから、信号補正を行うことを特徴とする。

【0008】

【作用】本発明に従えば、X線を入射させずにX線撮像素子を動作させて該X線撮像素子から出力される信号は、CCDセンサの暗電流などに起因するノイズであり、この信号のうち少なくとも1行分のデータを第1補正データとして第1参照メモリに予め記憶しておく。その後、通常のX線断層撮影を行って得られた画像信号に対して第1参照メモリに記憶された第1補正データを用いて加算もしくは減算して信号補正することによって、画像信号からノイズ成分を除去できるため、高S/N比の断層画像が得られる。

【0009】さらに、強度分布がほぼ様なX線を入射させてX線撮像素子を動作させて該X線撮像素子から出力される信号は、CCDセンサの画素感度のばらつき等に起因するノイズであり、この信号のうち少なくとも1行分のデータを第2補正データとして第2参照メモリに予め記憶しておく。その後、通常のX線断層撮影を行って得られた画像信号に対して第2参照メモリに記憶された第2補正データを用いて乗算もしくは除算して信号補正することによって、画像信号からノイズ成分を除去できるため、疑似画像が少ない高品質の断層画像が得られる。なお、第1補正データによる信号補正および第2補正データによる信号補正は、どちらか一方でもよく、両方とも実施しても構わない。

【0010】また、こうした信号補正をX線撮影中にX線撮像素子から刻々と出力される画像信号に対して行うことによって、X線撮影が終了した時点で信号補正を完了させることができ、画像表示動作に速やかに移行できる。

【0011】また、信号補正を画像メモリに一旦格納さ

れた画像信号に対して行うことによって、信号補正の演算処理を低速で実行することが可能になり、処理回路の負担が軽減される。

【0012】また、信号補正を画像メモリが表示手段へ出力する画像信号に対して行うことによって、補正前の画像と補正後の画像を適宜比較しながら補正することができ、信号補正の最適化が容易に行える。

【0013】また、第1参照メモリは、X線撮像素子から出力される信号のうち全画面分の補正データを記憶することによって、より精度の良い信号補正が可能になる。

【0014】また、CCDセンサの暗電流には温度依存性があるため、X線撮像素子近辺に温度センサを設けてCCDセンサの温度を計測し、補正データ作成時の温度とX線撮影時の温度との偏差を考慮して第1参照メモリの補正データを修正することによって、より高精度の信号補正を実行することができる。

【0015】また、CCDセンサの暗電流は、信号電荷が垂直シフトレジスタ内に滞在する時間が長くなると増加するため、この滞在時間に応じて第1参照メモリの補正データを修正することによって、より高精度の信号補正を実行することができる。

【0016】

【実施例】図1は、本発明の一実施例を示す構成図である。医療用X線撮影装置は、人体等の被写体1に向けて縦長スリット状のX線を発生するX線源2と、被写体1を通過したX線像を検出するX線撮像素子3と、X線源2およびX線撮像素子3を対向させるように保持し、これらを被写体1の周りに回転させるための旋回アーム4などで構成される。

【0017】X線撮像素子3は、入射したX線像を可視光像に変換するシンチレータ3aと、シンチレータ3aからの可視光像を導く光ファイバプレート(FOP)3bと、光ファイバプレート3bからの可視光像を撮像するCCD(電荷結合素子)センサ3cなどで構成される。なお、X線撮像素子3の内部にはCCD(電荷結合素子)センサ3cの温度を計測するための温度センサ40が設置される。

【0018】旋回アーム4は、被写体1の上部付近を中心として水平面内で旋回可能なように支持されており、その回転軸はアーム旋回モータ5で駆動され、その角速度を検出するためのタコジェネレータ7が設けられる。また、回転軸にはカム6aが取付けられ、カム6aの変位を検出するポテンシオメータ6bとともに角度検出器6を構成している。

【0019】図2(a)はX線撮像素子3の形状を示す正面図であり、図2(b)はその底面図である。シンチレータ3aは、縦長スリット状のX線を受光するため細長く形成されており、X線入射側には受光領域を制限する2次スリット(図示せず)が設置される。光ファイバ

プレート3bは断面が平行四辺形状に形成され、その入射面はシンチレータ3aに密着しており、出射面はシンチレータ3aを通過したX線から外れるように形成される。CCDセンサ3cに関して、シンチレータ3aの受光領域を1つのCCDセンサ3cで撮像することが最も好ましいが、CCDセンサ3cが大型になると製造歩溜りの点で高価になる。そこで、図2に示すように、たとえば3つのCCDセンサ3cを用いて受光領域を3つに分割して可視光像を撮像している。したがって、光ファイバプレート3bはCCDセンサ3cの数に対応して3つに分割され、通過X線の影響を回避しつつ、配置の容易さの観点から1つおきに左右に振り分けて配置される。なお、入射するスリット状のX線は、幅6mm、長さ150mm程度であり、CCDセンサ3cの受光面長さは50mm程度である。

【0020】図3は、CCDセンサ3cの画素配列と電荷転送動作を示す配置図である。CCDセンサ3cは、マトリクス状に2次元配列した複数の受光画素で縦長の受光部20を形成している。光ファイバプレート3bからの可視光像が受光部20に入射すると光電変換によって電荷が発生する。各受光画素は、水平方向21aに配置された複数の垂直シフトレジスタ21（図3中斜線部）と電氣的接続されており、各垂直シフトレジスタ21は電荷転送クロックによって水平方向21aに順次転送される。各垂直シフトレジスタ21の出力部は、垂直方向22aに配置された水平シフトレジスタ22に電氣的接続されており、垂直シフトレジスタ21が1画素分の転送を終える度に全ての電荷を外へ転送する。こうしてX線像は、水平走査と垂直走査との組合せによって時系列の電気信号に変換される。なお、図3に示したCCDセンサ3cは、電荷蓄積部の無いフルフレームトランスファー（FFT）型であるが、受光画素と同数の電荷蓄積部を有するフレームトランスファー（FT）型であっても本発明は同様に適用可能である。

【0021】次にCCDセンサ3cのTDI動作について説明する。旋回アーム4が旋回するとX線像も水平方向21aに移動するが、その移動速度はX線断層面の位置に依存して異なる。そこで、所定の断層面に対応するX線像の移動速度に一致するように、垂直シフトレジスタ21の電荷転送速度、すなわち電荷転送クロックの周波数を変化させることによって、所望のX線断層像による電荷だけを電荷転送とともに次々と蓄積（積分）することができる。こうして特定の電荷転送速度に一致したX線像だけが静止画像として撮像され、電荷転送速度に一致しないX線像は流れてしまい、従来のフィルムを用いた断層撮影と同様な断層画像を得ることができる。ここで、電荷転送クロックの周波数を f 、従来のフィルム断層撮影におけるフィルム送り速度を v 、CCDセンサ3cの画素間隔を d とすると、 $f = v/d$ という関係式が成立する。

【0022】図4は、本発明の一実施例の電氣的構成を示すブロック図である。X線源2はたとえばX線管などから成り、所定の管電圧および管電流で駆動されるようにX線回路31から電力が供給され、CPU（中央処理装置）30からの指令に基づいてタイミング制御回路32がX線照射時間を制御する。

【0023】CCDセンサ3cの垂直シフトレジスタ21および水平シフトレジスタ22は、制御クロック発生回路33からの垂直転送クロックおよび水平転送クロックによって駆動され、CPU30からの指令に基づいて各クロックの周波数を旋回アームの旋回速度に応じて変化させることによってTDI動作を実現している。CCDセンサ3cの水平シフトレジスタ22はX線断層像の画像信号を時系列的に出力する。こうして得られた画像信号は波形整形回路34によって波形整形され、アナログデジタル変換（A/D）回路35によって、たとえば8ビット（=256レベル）のデジタル信号に変換され、CPU30を介して画像メモリ36に格納される。画像メモリ36に格納された画像信号は、CRT（陰極線管）ディスプレイや画像プリンタなどの画像表示装置38に表示され、各種診断に供される。

【0024】こうして構成された医療用X線撮影装置において、画像信号に対して信号補正するための各種データを記憶する参照メモリ37と、CCDセンサ3cの温度を計測するための温度センサ40が設けられる。なお、温度センサ40はCCDセンサ3cと同一チップ内に設けることも可能である。

【0025】図5は、信号補正動作の具体例を示す概念図である。参照メモリ37には、X線撮像素子3の縦方向（旋回軸方向）に沿った少なくとも1行分のデータを格納できる領域が複数用意され、補正前後の画像データや補正データなどが格納される。ここでは1行分の画素数を n とおく。

【0026】まず図5（a）は、断層撮影終了後、画像メモリ36に格納されたX線断層像の画像データのうち特定行のデータを示し、上から50（10進数表記。以下同じ）、64、85、100、142、190、226、…、152、114という n 個のデータが補正前の原データとなる。

【0027】図5（b）は、X線源2を停止して断層撮影と同じ動作を行って、X線を入射させずにX線撮像素子3を動作させたとき、X線撮像素子3から出力される信号のうち所定の1行分のデータを示す。これはCCDセンサ3cの暗電流などに起因するノイズに相当する。上から0、0、4、3、2、0、2、…、0、1という n 個のデータが暗電流補正データとして参照メモリ37の一部に記憶される。なお、暗電流補正データは装置設置直後や定期検査時に一旦作成しておけば、各撮影とも同じデータを使用することができ、また撮影時毎に作成するようにしても構わない。

【0028】図5(c)は、図5(a)の原データから図5(b)の暗電流補正データをそれぞれ減算したものであり、上から50、64、81、97、140、190、224、…、152、113というn個のデータが暗電流補正後の画像データとなる。このような信号補正を画像データの各行についても行うことで、全画面分の暗電流補正が実現する。なお、ここでは減算による信号補正の例を示したが、図5(b)の暗電流補正データを負の値として記憶すれば、加算による信号補正を行うことになり、減算または加算はノイズが減少する方を採用する。こうして画像信号の中から暗電流ノイズ成分を除去することができる。

【0029】図5(d)は、X線源2を動作させて被写体1を置かないで断層撮影を行い、強度分布がほぼ様なX線をX線撮像素子3に入射させ、X線撮像素子3から出力される信号のうち所定の1行分のデータを示す。このデータは本来全て同じ値であるのが望ましいが、変動分はCCDセンサ3cの画素感度ばらつきやX線強度分布むらなどに起因するノイズになる。上から102、104、100、108、96、97、101、…、104、100というn個のデータが感度ばらつき補正データとして参照メモリ37の一部に記憶される。なお、感度ばらつきを計測するためのX線強度は、データ値が飽和しないように通常撮影時の約半分程度に抑えることが好ましく、たとえばX線源2の管電圧や管電流を調節したり、または被写体1の代わりに厚さが均一なアルミニウム板(たとえば30mm厚)をX線減衰フィルタとして使用する方法がある。

【0030】図5(e)は、図5(d)のデータに関して平均値に対する比を各画素ごとに算出した感度補正係数(実数)を示し、ここでの平均値は100と仮定している。上から100/102、100/104、1、100/108、100/96、100/97、100/101、…、100/104、1というn個のデータが感度補正データとして参照メモリ37の一部に記憶される。なお、感度補正データは装置設置直後や定期検査時に一旦作成しておけば、各撮影とも同じデータを使用することができ、また撮影時毎に作成するようにしても構わない。

【0031】図5(f)は、図5(c)の暗電流補正後の画像データに対して図5(e)の感度補正係数を乗算して、小数点以下を四捨五入したものであり、上から49、62、81、90、146、196、222、…、146、113というn個のデータが感度補正後の画像データとなる。このような信号補正を画像データの各行についても行うことで、全画面分の感度補正が実現する。なお、ここでは乗算による信号補正の例を示したが、図5(e)の感度補正係数を逆数として記憶すれば、除算による信号補正を行うことになり、乗算または除算はノイズが減少する方を採用する。こうして画像信

号の中から感度ばらつき等に起因するノイズ成分を除去することができる。

【0032】以上の説明では、暗電流補正の後に感度ばらつき補正を行う例を示したが、感度ばらつき補正の後に暗電流補正を行ってもよく、またノイズが少ない場合はどちらか一方の補正だけで済ましても構わない。

【0033】また、図5(b)の暗電流補正データおよび図5(e)の感度補正データは1行分のデータである例を示したが、数行分あるいは全画面分の補正データを参照メモリ37に記憶するようにしてもよい。また、本来の補正データを適宜間引いてサンプリングしたものを記憶しておいて、後から補間処理によって全補正データを再現してもよい。

【0034】また、断層撮影が終わって画像メモリ36に一旦格納された画像信号に対して信号補正を行う例を示したが、X線撮影中にX線撮像素子3から刻々と出力される画像信号に対して信号補正を行ってもよく、さらに画像メモリ36が画像表示装置38へ出力する画像信号に対して信号補正を行っても構わない。

【0035】また、CCDセンサ3cの暗電流は温度依存性があるため、X線撮像素子3に設けられた温度センサ40を用いてCCDセンサ3cの温度を計測し、暗電流補正データ作成時の温度とX線撮影時の温度との偏差を考慮して、参照メモリ37に記憶された図5(b)の暗電流補正データを修正することによって、より高精度の信号補正を実行することができる。CCDセンサの暗電流の温度依存性は、一般に温度が6℃上昇する毎に約2倍に増加すると言われている。したがって、暗電流の補正データを取得するときの温度をTとし、実際の撮影時の温度をT'とするとき、暗電流の補正データに次式の値をかけ算して新しい補正データとして使用する。

【0036】

【数1】

$$\frac{(T'-T_0)}{2}$$

【0037】また、暗電流補正データを取得したときの温度T₀を予め記憶するため、参照メモリ37に温度T₀の記憶領域を確保してもよく、さらに図4に示すように温度記憶メモリ41を別途設けてもよい。

【0038】また、CCDセンサの暗電流は、信号電荷が垂直シフトレジスタ内に滞在する時間が長くなると増加する傾向がある。したがって、この影響を補正するため、垂直シフトレジスタ内における信号電荷の標準滞在時間t₀を予め計測して参照メモリ37などに記憶しておいて、実際の滞在時間tを計測し、次にt/t₀の係数を暗電流の補正データにかけ算して新しい補正データとして使用することも可能である。

【0039】

【発明の効果】以上詳説したように本発明によれば、X線断層撮影を行って得られた画像信号からCCDセンサ

の暗電流や感度ばらつき等に起因するノイズを除去することができるため、高S/N比で疑似画像が少ない高品質の断層画像が得られる。

【0040】また、多少のノイズは電氣的な信号補正によって除去することが可能になるため、CCDセンサの特性変動が緩和され、製造歩留りが向上して、コストの低減化に資する。

【0041】また、温度センサを用いてX線撮像素子の温度を計測することによって、温度依存性のあるノイズに対して効果的に信号補正を実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例を示す構成図である。

【図2】図2(a)はX線撮像素子3の形状を示す正面図であり、図2(b)はその底面図である。

【図3】CCDセンサ3cの画素配列と電荷転送動作を示す配置図である。

【図4】本発明の一実施例の電氣的構成を示すブロック図である。

【図5】信号補正動作の具体例を示す概念図である。

【符号の説明】

1 被写体

2 X線源

* 3 X線撮像素子

3a シンチレータ

3b FOP

3c CCDセンサ

4 旋回アーム

5 アーム旋回モータ

20 受光部

21 垂直シフトレジスタ

21a 水平方向

22 水平シフトレジスタ

22a 垂直方向

30 CPU

31 X線回路

32 タイミング制御回路

33 制御クロック発生回路

34 波形整形回路

35 A/D回路

36 画像メモリ

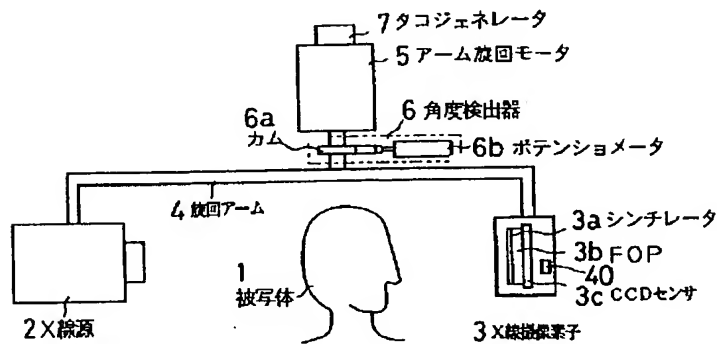
37 参照メモリ

38 画像表示装置

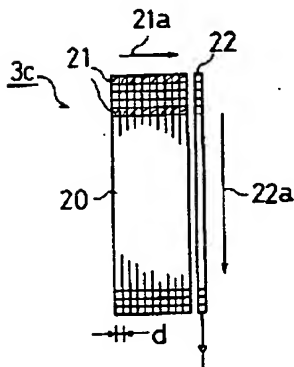
40 温度センサ

*

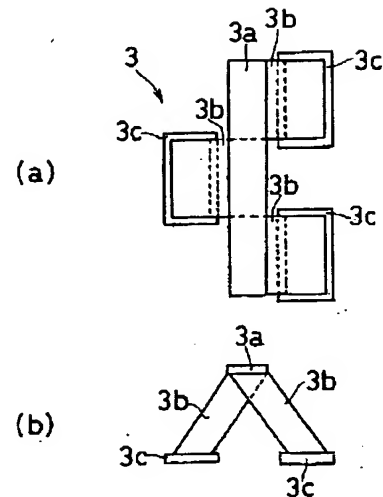
【図1】



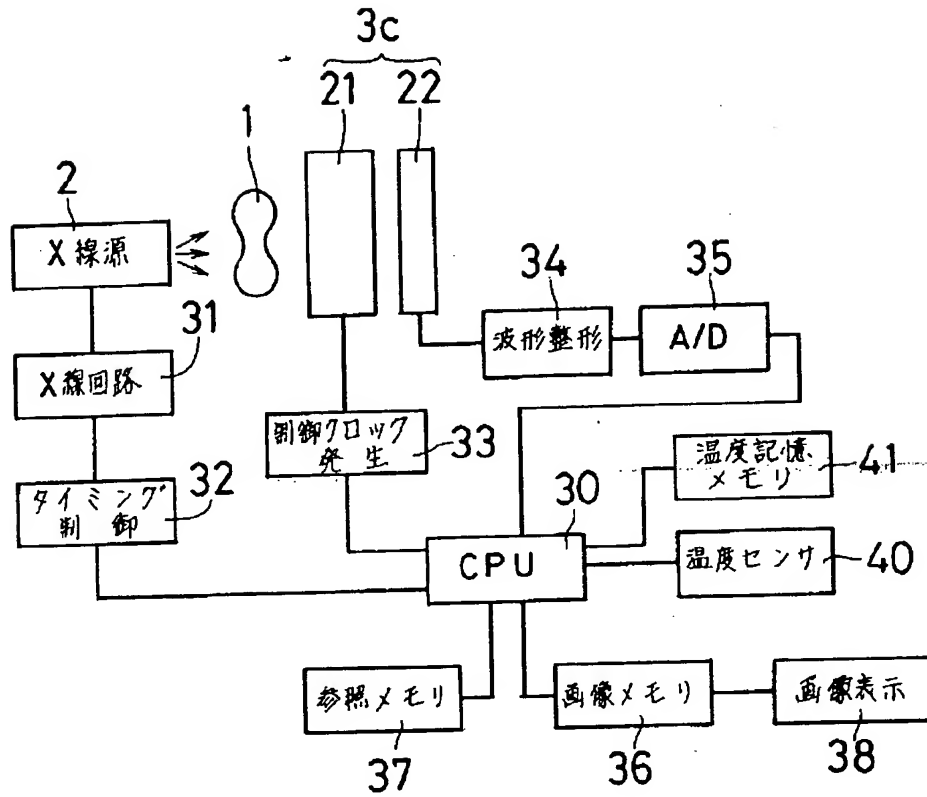
【図3】



【図2】



【図4】



【図5】

(a) 原データ	(b) 暗電流	(c) 暗電流補正後
1 50	1 0	1 50
2 64	2 0	2 64
3 85	3 4	3 81
4 100	4 3	4 97
5 142	5 2	5 140
6 190	6 0	6 190
7 226	7 2	7 224
...
n-1 152	n-1 0	n-1 152
n 114	n 1	n 113

(d) 一般照射	(e) 感度補正係数	(f) 暗電流補正および感度補正後
1 102	1 100/102	1 49
2 104	2 100/104	2 62
3 100	3 1	3 81
4 108	4 100/108	4 90
5 96	5 100/96	5 146
6 97	6 100/97	6 196
7 101	7 100/101	7 222
...
n-1 104	n-1 100/104	n-1 146
n 100	n 1	n 113

フロントページの続き

(72)発明者 橋 昭文
京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株
式会社モリタ製作所内

(72)発明者 的場 一成
京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株
式会社モリタ製作所内

(72)発明者 浅井 仁
静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内

(72)発明者 宮口 和久
静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内

(72)発明者 竹口 明孝
静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内